

Műszeripari Kutató Intézet

Univerzális programozható biológiai erősítő számítógép vezérlésű diagnosztikai rendszerhez

Bencze József és Kováts Attila

Az orvosi-biológiai rendszereknél a számítógépek szerepe növekszik, főleg a különböző adatok feldolgozásában, csoportosításában és a mérési adatok rendszerint utólagos (regisztrálás utáni) analizálásában. A számítógépek bevonása a kísérletek, vizsgálatok elvégzésének automatikus vezérlésére a műszaki technikai tudományok területén már elkezdődött. Az orvosi-biológiai mérésautomatizálás azonban a számítógép és a biológiai objektum között a biológiai jel elvezetésére és erősítésére, valamint az ingerlések elvégzésére szolgáló korszerű eszközök hiányában még nem terjedt el.

A számítógépes vezérlésű vizsgálatok jelentőségét fokozza, hogy a vizsgálatokat végző orvos felszabadulhat műszaki kezelési feladatok megoldásának kényszere alól, figyelmét teljesen a páciens diagnosztizálására, ill. gyógyítására fordíthatja.

Az orvosi-biológiai mérések automatizálásának elősegítésére, a számítógépes vezérlésű diagnosztikai rendszerek kialakításához a Műszeripari Kutató Intézet számítógép által programozható analóg erősítőt fejlesztett ki.

Jelen előadásban ismertetjük a kidolgozott, az ideg-izom diagnosztikai és kutatási célokra alkalmas univerzális erősítőt és bemutatjuk alkalmazását egyedi működtetésű és számítógép vezérlésű diagnosztikai rendszerekben.

Bevezetés

Az elektronikus készülékek, így az orvosi elektronikus műszerek fejlődése az elmúlt évtizedekben igen gyors volt, a techno-

lógia forradalmi változása, az elektromos paraméterek általános és jelentős javulása jellemezte. Ennek fő oka a félvezető eszközök, és ezen belül az utóbbi öt évben az integrált áramkörök megjelenése és elterjedése. Ezek az elemek az elektroncsöveket pár kivételtől (pl. katódsugár csövek) eltekintve teljesen kiszorították, és módot adtak kisebb méretű, nagy stabilitású és nagy üzembiztonságú készülékek realizálására. A készülékek szerelése is nagymértékben leegyszerűsödött, az alkatrészek elhelyezése, az elektromos kapcsolatok létrehozására nyomtatott áramkörös panelek szolgálnak.

A fejlődés legutolsó állomását a kiértékelési módszerek tökéletesítése, a mért adatok számítógépes feldolgozása jelenti. Az utóbbi feladatok megoldására fejlesztette ki a Műszeripari Kutató Intézet a MEDICOR Művek közreműködésével a Programozható Egységes Erősítőt. Ezen erősítő tervezési szempontjaival, áramköri megoldásaival és alkalmazásával foglalkozunk.

1. Az Egységes Erősítő célspecifikációs adatainak kialakítása

Az erősítővel szemben támasztott legfontosabb követelmény a széleskörű mérés technikai alkalmazhatóság. Az erősítőnek alkalmaznak kell lennie EKG, EMG jelek erősítésére egyaránt. Ez a gyakorlatban pár μV - pár tíz mV-os amplitúdójú jelek erősítését igényli. Az erősítő kimeneti jelszintjének a kijelzők, az adatfeldolgozó eszközök bemeneti jelszintjéhez kell igazodni, célszerű érték az 1 V csúcs, amelyhez párszoros túlvezérlési tartalék járulhat.

Az erősítést célszerű kalibrált lépésekben változtatni. Kedvező könnyű oszthatóságot biztosító arányban változtatni az erősítést, így célszerű 1:1, 1:2, 1:4, 1:10 stb. lépések választása.

Ezek az igények kielégíthetők $5 \mu\text{V/V}$ -tól 20 mV/V -határokig változtatható érzékenységgel, amely max. $2 \cdot 10^5$ -szeres, illetve min. 50-szeres erősítést követel.

Az erősítés, ill. érzékenység szabályozás az $5 \mu\text{V/V}$ - 20 mV/V szélső határok között 12 lépésben történik.

Az egyes alkalmazások a jelek különböző sávszélességű erősítését igénylik, így pl. az EEG és EKG jelek spektruma max. 200 Hz-ig terjed. Ezekkel szemben az EMG jelek spektruma általában nem tartalmaz pár Hz-es frekvencia komponenseket, azonban a kiértékeléshez a nagyfrekvenciás jelkomponensek is fontosak és sok esetben a sávszélességet, a felső határfrekvenciát 20 kHz-re kell megnövelni.

A különböző feladatok követelményeihez alkalmazkodva az egységes erősítőben változtatható sárfrekvenciájú, alul és felülvágó szűrők kerültek alkalmazásra. A szűrők vágási meredeksége 6 dB/oktáv.

Az EMG jelek nagyfrekvenciás szűrése a 2, 10 és 20 kHz-es sárfrekvenciákat igényli. Az EEG és EKG jelek erősítésénél a felső határfrekvencia 50 Hz-re, ill. 200 Hz-re korlátozása szükséges.

A spektrum kisméretű részét 0,5 Hz - 50 Hz között változtatható sárfrekvenciájú szűrők módosítják, a mérési feladat követelményei szerint.

A felülvágó szűrő választott határfrekvenciái:

0,05 kHz, 0,2 kHz, 2 kHz, 10 kHz és 20 kHz

Az alulvágó szűrő célszerű határfrekvenciái:

0,5 Hz, 2 Hz, 5 Hz, 20 Hz és 50 Hz.

Az erősítés (érzékenység) és a szűrők határfrekvenciái az erősítő kezelőszerveivel vagy külső villamos programjellel állíthatók be.

Az egységes erősítő alkalmazás szempontjából igen fontos jellemzője a bemenetre vonatkoztatott zaj. Célszerű a zajnak olyan szintre csökkentése, amelynél a jelforrás pl. az elektróda ellenállás termikus zaja határozza meg a rendszer teljes zaját, így a kihasználható erősítést.

A gyakorlati vizsgálatoknál az alkalmazott felületi vagy tüelelektrodák belső ellenállása általában 100 kohm nagyságrendű, azonban 10 kohm-nál ritkán kisebb, tehát a tervezés során törekedni kell, hogy az erősítő saját zaja kisebb, vagy legrosszabb esetben is egyenlő legyen a legkisebbnek tekinthető, 10 kohmos elektróda termikus zajával.

A termikus zajfeszültség effektív értéke a

$$\sqrt{\bar{U}_z^2} = \sqrt{4 \cdot k \cdot T \cdot R \cdot \Delta f} \quad /1/$$

képlet alapján határozható meg.

A képletben

k a Boltzmann állandó ($1,37 \cdot 10^{-23} \text{ W}_{\text{sec}}/\text{K}^\circ$)

T a hőmérséklet Kelvin fokban

Δf a sávszélesség Hz-ben

R az ellenállás ohmban

Az /1/ alapján 10 kohmos elektróda ellenállás és 10 kHz sávszélesség esetén a termikus zaj $1,3 \mu\text{V}_{\text{eff}}$ értékű.

A fentiek figyelembevételével 10 kHz sávszélességre $1 \mu\text{V}_{\text{eff}}$ bemenetre vonatkoztatott, rövidrezárási zaj specifikáció elérése tűzhető ki.

A biológiai vizsgálatoknál a diagnosztikai méréseknél differenciál bemenetű erősítőket alkalmaznak. Ezek ideális esetben csupán a bemenetek közötti jelfeszültség-különbséget erősítik, a bemenetekre közösen ható jelekre, az un. közös módusu zavarójelekre érzéketlenek.

Ezt az ideális állapotot elérni nem lehet, azonban az erősítő közös módusu zavarójel elnyomását (CMRR) úgy kell megválasztani, hogy a szokásos szintű maximális értékű közös módusu zavarójelek a kimeneti jelet ne befolyásolják. A közös módusu zavarójel nem okoz zavart, ha a kimeneten lévő zavarás a zajszintnél kisebb.

Mivel általában a jelforrást, a páciens földelik, a közös módusu zavarójelek maximális szintje 100 mV-nál kisebb. 100 mV-os közös zavarójel és 1 μ V-os bemeneti zajszint esetén 10^5 -szeres, azaz 100 dB-es közös módusu zavarójel elnyomás elegendő.

A leggyakrabban az 50 Hz-es hálózati frekvencia okoz közös módusu zavart, ezért a maximális közös módusu zavarójel elnyomást is ezen a frekvencián és ennek kisrendszámu páratlan harmonikusain (pl. 150, 250 Hz) kell biztosítani. Nagyobb frekvenciákon 1 kHz-nél nagyobb frekvencia sávban már 40-50 dB-es közös módusu zavarójel elnyomás is elfogadható. A jelforráshoz kapcsolódó erősítő fontos jellemzője a bemeneti impedancia, amelynek általában ohmikus és kapacitív összetevője van. A bemeneti impedancia ohmos összetevője, ha értéke a jelforrás (elektróda) ellenállásánál 2 vagy 3 nagyságrenddel nagyobb, csupán a jelek igen kis, 1 %-nál kisebb, a gyakorlatban észrevehetetlen csökkenését okozza. Ebből következően 10 Mohm nagyságrendű bemeneti ellenállás megfelelőnek látszik. A bemeneti impedancia ohmos komponensét nem a jelcsillapítás, hanem az általa aszimmetrikus belső ellenállású jelforrásnál okozott közös módusu zavarójel elnyomás csökkenésének megengedhető értéke alapján célszerű megválasztani és Gohm nagyságrendű bemeneti ellenállás-érték elérését célul kitűzni.

A bemeneti impedancia kapacitív összetevője a nagyfrekvenciás jelkomponenseket csillapítja.

Tulságosan nagy bemeneti kapacitás, vagy elektróda ellenállások esetén a csillapítás igen jelentős lehet, amely megváltoztatja a jelek karakterét és a kiértékelést lehetetlenné teszi.

A bemeneti impedancia kapacitív összetevőjét egy járulékos elem, a bemenetet és a jelforrást összekapcsoló árnyékolt kábel kapacitása jelentősen megnövelheti. Ezt a kapacitást, ill. a frekvencia-átvitelt korlátozó hatását kapacitás-kompenzáló áramkörökkel lehet csökkenteni. A legtokéletesebb megoldás azonban az, ha nincs kompenzálandó kapacitás, vagy a kompenzálandó kapacitás kicsi. Ennek biztosítására a kisméretű előerősítő szondaszerű kiképzése szolgálhat, amely a jelforrás közvetlen közelébe helyezhető.

A bemeneti impedancia kapacitív összetevőjének minimális értékét a bemeneten alkalmazott tranzisztorok és alkatelemek (csatlakozó, kapcsoló) kapacitása határozza meg, 2×15 pF-os érték a legtöbb alkalmazáshoz megfelelő, mivel még 1 M-ohmos elektróda ellenállások esetén is lehetővé teszi a 10 kHz-es felső határfrekvencia elérését.

Ezzel befejezzük az egységes erősítő főbb célspecifikációs adatainak, a célkitűzés szempontjainak ismertetését, és visszatérünk az áramköri megoldások bemutatására.

2. A programozható egységes erősítő áramköri felépítése

Az erősítő felépítésének tömbvázlata az 1. ábrán látható.

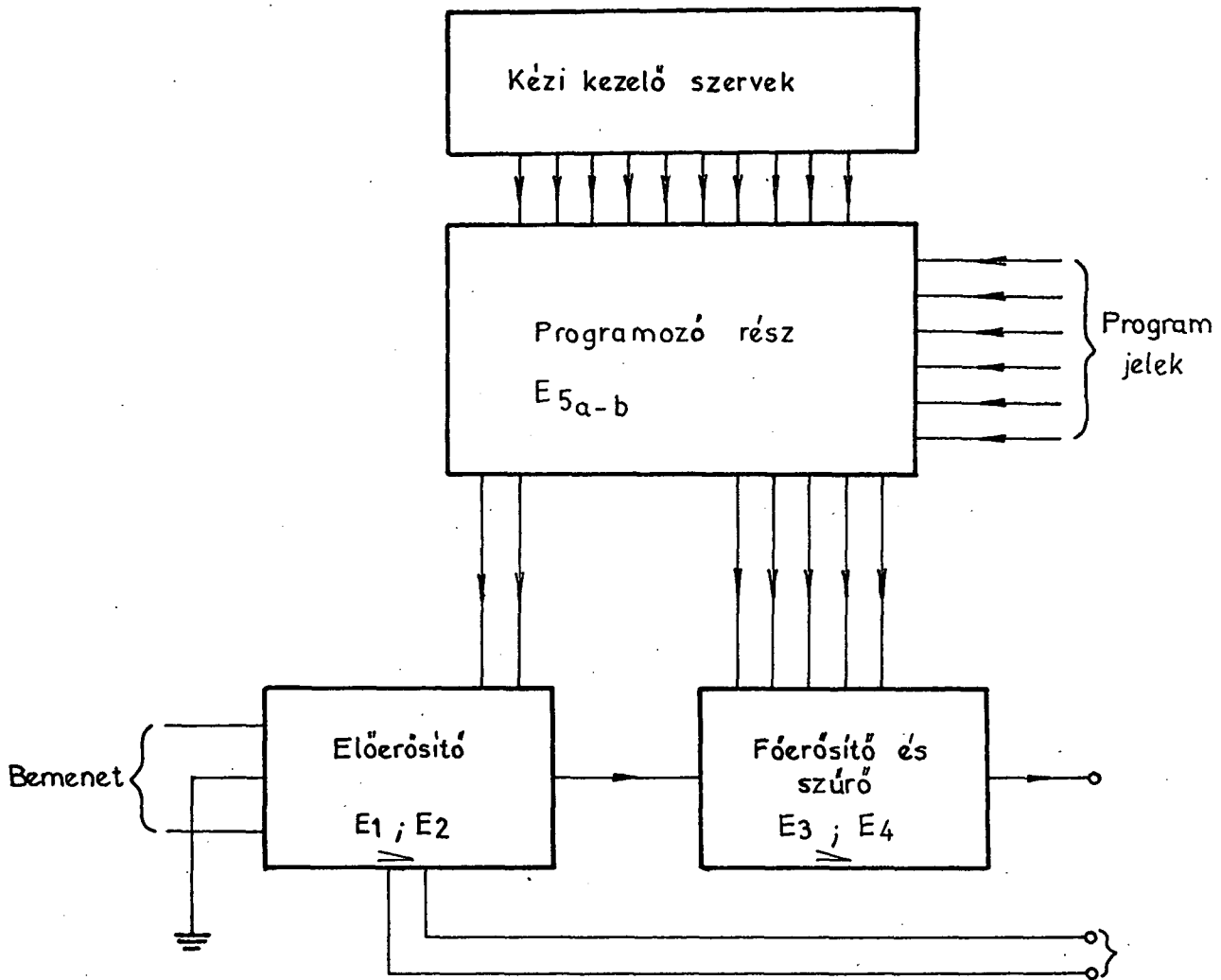
Az erősítő a következő főbb részeket tartalmazza:

- E_1, E_2 előerősítő
- E_3, E_4 főerősítő
- E_5 a-b programozó rész.

Az ezekhez kapcsolódó szabályozó elemek:

Érzékenység kapcsoló	
Kisfrekvenciás	} szűrőkapcsolók
Nagyfrekvenciás	
Üzem mód kapcsoló	

Az előerősítő kapcsolástechnikai felépítésével jelen előadásunkban részletesebben nem foglalkozunk. A főerősítő rész maximális erősítése 10^4 -szeres. Ez az erősítés 4 db 10-szeres erősítésű, lényegében azonos felépítésű erősítő fokozattal valósítható meg. Az erősítő fokozatok között vannak elhelyezve a csillapítók. A főerősítő rész felépítése a 2. ábrán látható. Az erősítő fokozatokban 741 típusú műveleti erősítők kerültek alkalmazásra. Ezek 1 MHz körüli erősítés-sávszélesség szorzata 10-szeres erősítésnél a fokozatok 100 kHz-es sávszélességét biztosítja. Négy fokozat esetén az eredő sávszélesség kb. 43-45 kHz-re csökken, amelyet a célspecifikáció ál-



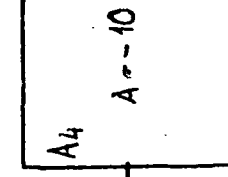
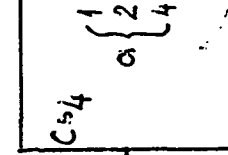
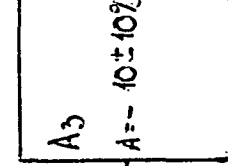
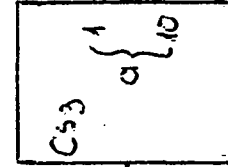
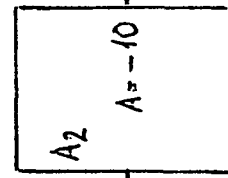
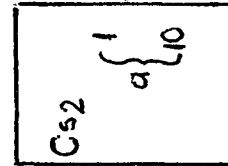
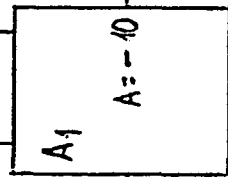
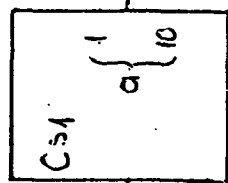
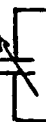
1. ábra

A programozható egységes erősítő tömbvázlata

tal megkívánt max. 20 kHz-re az első erősítő visszacsatoló áramkörébe kapcsolt kondenzátor állít be. Az első fokozat visszacsatoló kondenzátorának változtatásával állítható be a felülvégő szűrő határfrekvenciája is. A szűrőnek a bemeneti fokozatba helyezésével elkerülhető a további fokozatok túlvezérlése a szűrő határfrekvenciájánál nagyobb frekvenciájú zavarójelek hatására.

A csillapítók olyan felépítésűek, hogy az erősítők bemeneti pontján csillapítástól függetlenül állandó ellenállást, és az utol-

n.f. szűrő



2. ábra

A főerősítő rész felépítése

só osztó kivételével 1:1, ill. 1:10 osztási viszonyt biztosítanak. Az osztók az erősítés csökkentésekor az erősítő végétől (kimenete felől) lépnek egymás után működésbe. Így biztosítható az egyes erősítő fokozatok optimális kivezérlése.

Az osztó és a hozzá kapcsolódó erősítő fokozat kapcsolási felépítése a 3. ábrán látható.

Maximális fokozat-erősítésnél a jel az R_1 ellenálláson keresztül jut az erősítő invertáló bemenetére.

Ekkor a fokozat erősítése

$$A_{M_i} = - \frac{R_5}{R_1} \quad /2/$$

lesz. Az osztó bekapcsolásával az erősítés

$$A_m = \frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot \frac{-R_5}{R_2 \times R_3} = -a \frac{R_5}{R_1} = aA_{M_i}, \quad /3/$$

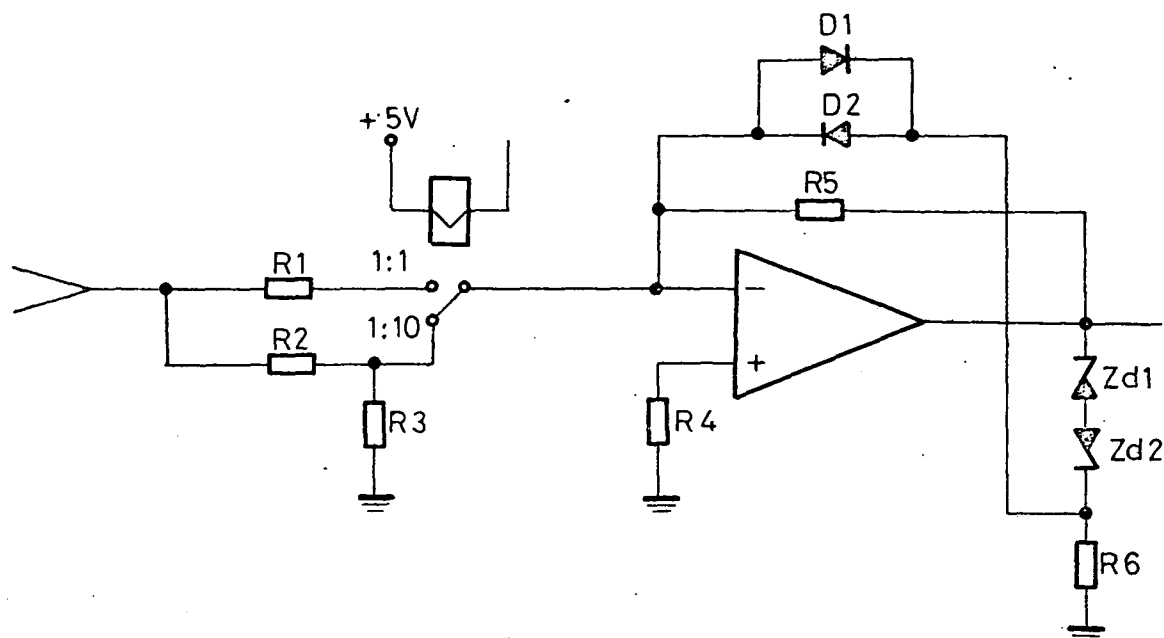
ahol a az osztó csillapítása.

Az osztók kapcsolása védőgőzos reed jelfogókkal történik. A megoldás előnye, hogy az erősítő kényes bemeneti pontját nem kell nagy távolságra, kábelkorbácsban vezetni a kapcsolóhoz, valamint az, hogy a reed jelfogók igen nagy megbízhatóságúak.

Az erősítők tulvezérlés utáni gyors feléledését az R_5 visszacsatoló ellenállással párhuzamosan kapcsolt védőáramkörök biztosítják. Tulvezérlés esetén, polaritástól függően az egyik Zener dióda átüt és az R_6 -on átfolyó áram az invertáló bemenetre kapcsolt egyik diódát kinyitja, így a fellépő erős negatív visszacsatolás a kimeneti feszültség további növekedését meggátolja.

3. A programozási funkciókat megvalósító áramkörök

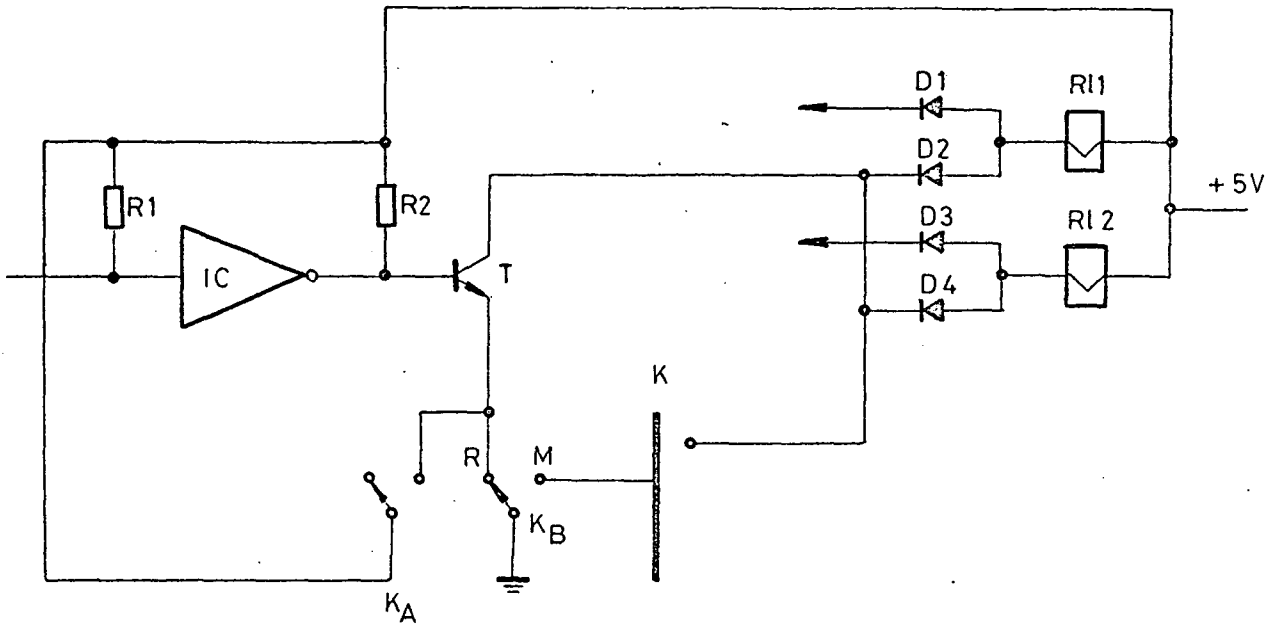
Ezeknek az áramköröknek feladata, hogy külső villamos vezérlő jelekkel, vagy a készülék kezelőszerveivel a működési funkciókat megvalósító relés áramköröket működtessék.



3. ábra
Egy erősítő fokozat kapcsolása

Egyes vezérlési funkciót megvalósító áramkör alapkiosolása a 4. ábrán látható.

A programozás beavatkozó szervei az $R1_1$ és $R1_2$ relék. Ezek vagy a K kapcsolóval (kézi vezérlő szerv), vagy külső jel hatására a T kapcsolótranzisztorral működtethetők. Kézi vezérlés (az un. manual) üzemmódban a K kapcsoló a relévezetékeket a földre kapcsolja. Ilyenkor a T kapcsoló tranzisztor, mivel emittére +5 V tápfeszültséget kap, nem működik, és vezérléstől függetlenül kikapcsolt állapotban van. Távvezérelt (remote) üzemmódban a T kapcsoló tranzisztor emittere a földre kerül, így vezérelhető, és a vezérléstől függően nyit vagy zár. Az 1 nyitott kollektoros inverter bemenetére logikai 0-t kapcsolva (vagy a bemenetét leföldelve) a T tranzisztor bekapcsolt állapotba hozható. Ha az inverter bemenetén logikai 1 szint van, a T nem vezet és a kollektorkörében lévő relék alapállapotukba kerülnek. A relékkel sorbakötött diódák



4. ábra

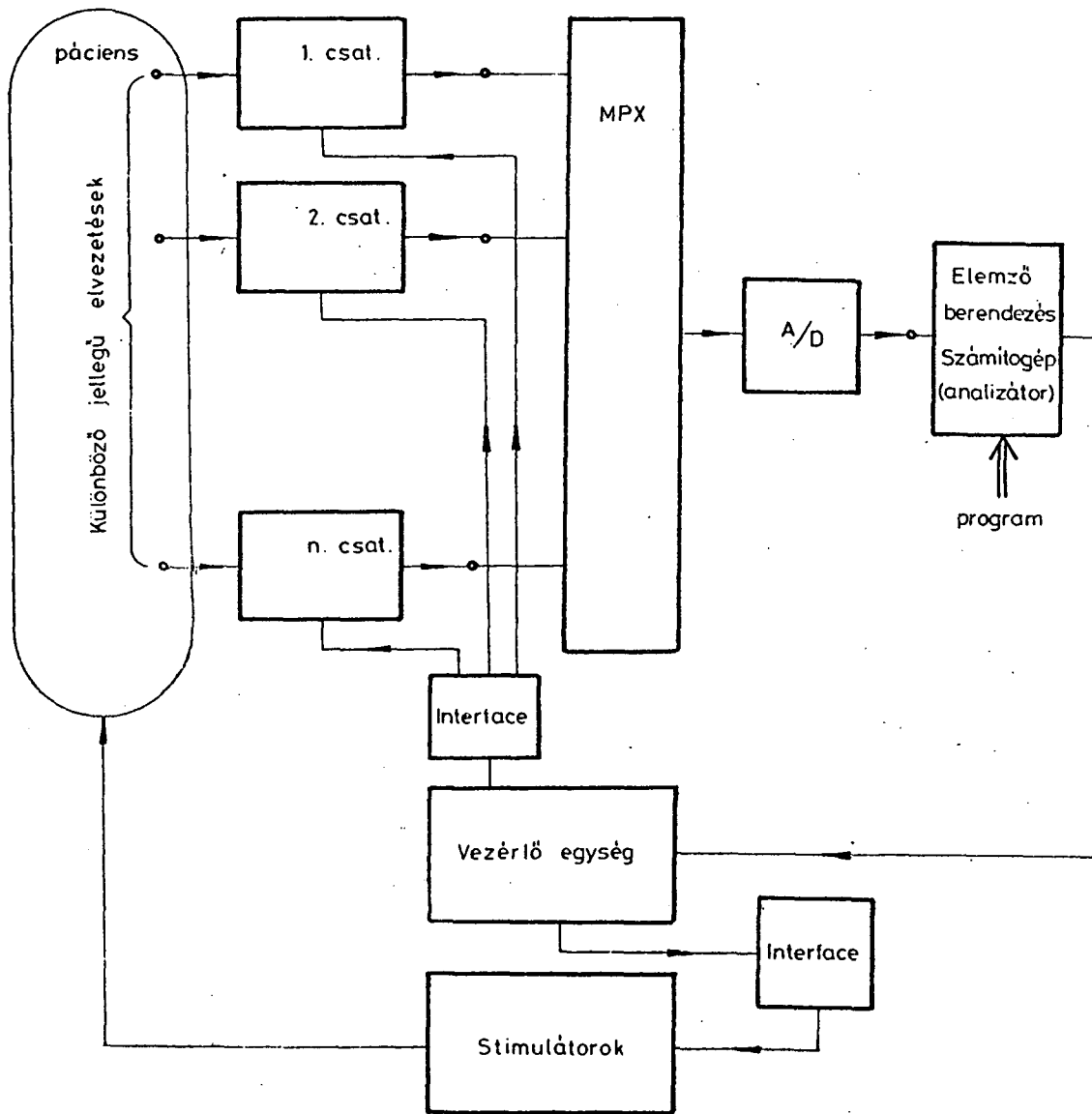
Programozó egy részegységének kapcsolása

segítségével biztosítható, hogy egy relé több vezérlő pontról is működtethető legyen. Ugyanakkor a diódák megakadályozzák a különböző relé-vezérlő áramkörök egymásra hatását. Pl. az RI_1 és RI_2 vezérlése esetén a más funkcióknál (mérés határoknál) a D_1 és D_3 dióda záróirányú előfeszítést kap, így áramot nem vezet és ez az áramkörök között tökéletes szeparációt biztosít.

A különálló egységet alkotó előerősítő a főerősítő rekeszfiókhoz kb. 2 m hosszú hajlékony kábellel csatlakozik. Az előerősítő mérete kompatibilis a szokásos miográfias elektróda tartódobozokkal, esetleg abban elhelyezhető.

A kifejlesztett, jelen előadásunkban ismertetett programozható erősítő első lépés a teljesen automatikus programozható diagnosztikai mérőrendszer felé. A következő években intézetünk ilyen irányu munkája folytatódik, és a rendszer további elemei is kidolgozásra kerülnek.

A teljes programozható diagnosztikás mérőrendszer tömbvázlata az 5. ábrán látható. A vizsgált páciensre a vizsgálati körülményektől függő elvezetésekkel N csatornás erősítőrendszer csatlakozik. Az egyes erősítők működési paramétereit, pl. erősítést, sávszélességét a vezérlő egységből jövő jelek határozzák meg, a rendszerbe betáplált, pl. lyukszalagon rögzített program alapján. Az egyes erősítő csatornák kimeneti jele N bemenetű analóg multiplexeren keresztül gyors analóg-digitális konverterre kerül. A felerősített, digitalizált jelet a konverter a mérési adatok elemzését végző számítógépbe táplálja. A számítógépes elemzés eredményei alapján a vezérlő egység változtatja a mérési feltételeket, beállítja az erősítőt, meghatározza a stimulátorok ingerjeleinek paramétereit, így a számítógép aktívan bekapcsolódik a vizsgálatba, biztosítja az optimális mérési körülményeket. Az ehhez vezető ut egyik állomásának fejlesztési eredményeiről a-kartunk előadásunkkal tájékoztatást nyújtani.



5. ábra
Programozható diagnosztikai mérőrendszer
tömbábrája